

10/532246

PCT/JP03/14087

日本国特許庁
JAPAN PATENT OFFICE

05.11.03

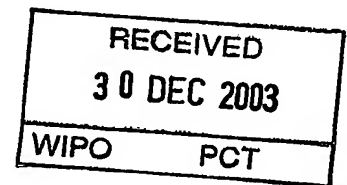
別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出願年月日
Date of Application: 2002年11月 7日

出願番号
Application Number: 特願2002-358712
[ST. 10/C]: [JP 2002-358712]

出願人
Applicant(s): 株式会社シービーシステム開発

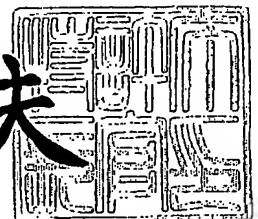


PRIORITY DOCUMENT
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH
RULE 17.1(a) OR (b)

2003年12月12日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今井康夫



【書類名】 特許願

【整理番号】 CBS200203

【提出日】 平成14年11月 7日

【あて先】 特許庁長官殿

【発明の名称】 体信号強度測定方法、並びに就寝状態判定 方法及び就寝状態監視装置

【請求項の数】 15

【発明者】

 【住所又は居所】 千葉県柏市豊四季 7 0 3 番地の 2 8

 【氏名】 根本 新

【特許出願人】

 【識別番号】 597109070

 【住所又は居所】 千葉県柏市豊四季 7 0 3 番地の 2 8

 【氏名又は名称】 根本 新

【提出物件の目録】

 【物件名】 明細書 1

 【物件名】 図面 1

 【物件名】 要約書 1

【書類名】 明細書

【発明の名称】 生体信号強度測定方法、並びに就寝状態判定方法及び就寝状態監視装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 横臥する被験者の生体信号を検出する無侵襲センサの出力信号を、信号増幅整形手段により増幅するとともに生体信号以外のノイズ分を低減し、その信号を自動利得制御（A G C）手段により所定の範囲の大きさに制御し、その際の制御回路における信号ゲインの値から得られるパラメータを前記信号の出力信号強度として出力して生体信号強度を算出することを特徴とする生体信号強度測定方法。

【請求項 2】 前記信号増幅整形手段は、心拍信号および脈拍信号の主要帯域以外の信号レベルを低減させる増幅特性を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の生体信号強度測定方法。

【請求項 3】 前記信号増幅整形手段は、心拍信号および脈拍信号の主要帯域以外の信号レベルを低減させるバンドパスフィルタを備えることを特徴とする請求項 1 に記載の生体信号強度測定方法。

【請求項 4】 前記無侵襲センサの大きさが所定範囲を超えている時間が一定時間以上になった場合、被験者による体動があると判定することを特徴とする請求項 1 に記載の生体信号強度測定方法。

【請求項 5】 横臥する被験者の生体信号を検出する無侵襲センサの出力信号を信号増幅整形手段により増幅するとともに生体信号以外のノイズを低減し、その信号を自動利得制御（A G C）手段により所定の範囲の大きさに制御し、その際の制御回路における信号ゲインの値から得られるパラメータを前記信号の出力信号強度として算出し、その信号強度から在床／離床、生体信号低下及び停止、あるいは体動の発生など就寝状態の監視を行うことを特徴とする就寝状態監視方法。

【請求項 6】 前記信号増幅整形手段は、心拍信号および脈拍信号の主要帯域以外の信号レベルを低減させる増幅特性を備えることを特徴とする請求項 5 に記載の就寝状態監視方法。

【請求項 7】 前記信号増幅整形手段は、心拍信号および脈拍信号の主要帯域以外の信号レベルを低減させるバンドパスフィルタを備えることを特徴とする請求項 5 に記載の就寝状態監視方法。

【請求項 8】 横臥する被験者の生体信号および体動を検出する無侵襲センサと、無侵襲センサの出力信号から生体信号以外のノイズを低減する信号増幅整形手段と、被験者の離床を確認する離床センサと、前記無侵襲センサの出力信号から前記環境フィルタを介して環境ノイズを除去した信号を自動利得制御（AGC）手段により所定の範囲の大きさに制御し、その際の制御回路における信号ゲインの値から得られるパラメータを前記信号の出力信号強度として算出する信号強度演算手段と、前記複数の強度信号あるいは前記複数の強度信号から算出されるパラメータを用いて在床／離床、生体信号低下及び停止などを判定する就寝状態判定手段とを備えることを特徴とする就寝状態監視装置。

【請求項 9】 前記信号増幅整形手段は、心拍信号および脈拍信号の主要帯域以外の信号レベルを低減させる増幅特性を備えることを特徴とする請求項 8 に記載の就寝状態監視装置。

【請求項 10】 前記信号増幅整形手段は、心拍信号および脈拍信号の主要帯域以外の信号レベルを低減させるバンドパスフィルタを備えることを特徴とする請求項 8 に記載の就寝状態監視装置。

【請求項 11】 さらに前記無侵襲センサの出力から体動を検出する体動検出手段を備え、前記就寝状態判定手段において前記体動検出手段の出力を用いて体動の発生を監視することを特徴とする請求項 8 に記載の就寝状態監視装置。

【請求項 12】 前記体動検出手段は、無侵襲センサの出力の大きさが所定範囲を超えている時間が一定時間以上になった場合、被験者による体動があると判定することを特徴とする請求項 11 に記載の就寝状態監視装置。

【請求項 13】 前記無侵襲センサは、微小な圧力を検出するコンデンサマイクロフォンと、これに接続された中空で弾性のあるチューブまたは中空部の径より細い芯線を装填した中空で弾性のあるチューブから成ることを特徴とする請求項 8 に記載の就寝状態監視装置。

【請求項 14】 前記離床センサは荷重を検出するセンサであることを特徴

とする請求項 8 に記載の就寝状態監視装置。

【請求項 15】 前記離床センサは赤外線センサであることを特徴とする請求項 8 に記載の就寝状態監視装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、寝台あるいは寝具に在床しているか、離床しているか検出するとともに、在床時における生体信号強度レベル低下を検知する生体信号検出方法、並びに就寝状態判定方法及び就寝状態監視装置に関する。

【従来の技術】

【0002】

高齢者あるいは介護を要する人もしくは入院患者などに対して、同居する家族や看護人あるいは病院施設等の看護士が高齢者あるいは患者の健康状態に気を配りつつ介護もしくは看護を行っているが、健康状態を監視するために常に付き添っていることは困難である。

【0003】

高齢者と同居している家族が、高齢者の健康状態や挙動を把握するには、頻繁に高齢者が在室している部屋の様子を見に行く必要がある。また、介護施設や病院の夜間における患者の健康状態を把握することは、定期的な見回りなどで対処するしかなく、実際的には見回りに人手を割くことは難しいという現状がある。さらに病院などでは、患者に異常が発生した場合に、患者自身がベッドに備え付けられているブザーで連絡するのが唯一の方法であり、患者自身がブザーを用いて連絡することができないような状態に陥った場合には、役に立たない。また、独居高齢者の場合には付き添う人もなく、健康状態を把握することは不可能である。

【0004】

ベッドに在床している高齢者や患者に身体上の異常が起きた場合に、そのまま長時間放置されると、生命の危険も生じかねない。そこで患者の生活状態や健康状態を常にモニタできる監視装置が求められている。

【0005】

患者の健康状態をモニタするには、患者に身体的および精神的な負担をかけずに行うことが望ましく、無侵襲でモニタできる装置が必須となる。

【0006】

本発明人は特開平11-19056号公報において、被験者の下に敷いたエアマットとその内部圧力を検出する微差圧センサにより、被験者の心拍に起因する振動を無侵襲で検出し、その信号から被験者の心拍信号や呼吸信号を検出する方法をすでに提案している。

【0007】

また、特開2002-58653号公報において、被験者の下に敷いたエアチューブとその内部圧力を検出する微差圧センサにより、被験者の心拍に起因する振動を無侵襲で検出し、その信号から被験者の心拍信号や呼吸信号を検出する装置を提案している。

【0008】

また、寝台あるいは寝具に人が在床しているか判定する方法として、特開平5-192315号公報には、寝台あるいは寝具にエアマットを敷設し、人の体動および寝返り等によって発生するエアマットの圧力変化を検知することにより、在床あるいは離床の判定を行う方法が開示されている。

【0009】

【発明が解決しようとする課題】

上記の特開平5-192315号公報に開示されている在床および離床の判定を行う方法では、在床中であること、あるいは離床していることを知ることはできるが、在床中の被験者がどのような生活状態や健康状態であることを知ることはできない。

【0010】

また、本発明人が提案した特開平11-19056号公報および特開2002-58653号公報において開示している心拍信号や呼吸信号を抽出する方法では、微細な信号の検出であるために、信号を検出するのに要する手間がかかり、かつ寝返りなどの過大な信号が入力すると一時期信号が検出することが不能とな

ることがあり、連続性の点で問題がある。

【0011】

本発明は上記問題点を鑑み、連続的に生体信号の強度を検出するとともに在床、離床の判定を行うことができる生体信号検出方法、並びに就寝状態判定方法及び就寝状態監視装置を提供することを目的とする。

【0012】

【課題を解決するための手段】

第1の発明は、生体信号測定方法であって、横臥する被験者の生体信号を検出する無侵襲センサの出力信号を信号増幅整形手段により増幅するとともに生体信号以外のノイズ分を低減し、その信号を自動利得制御（A G C）手段により所定の範囲の大きさに制御し、その際の制御回路における信号ゲインの値から得られるパラメータを前記信号の出力信号強度として出力して生体信号強度を算出することを特徴とする。

【0013】

第2の発明は、第1の発明の生体信号測定方法であって、前記信号増幅整形手段は、心拍信号および脈拍信号の主要帯域以外の信号レベルを低減させる増幅特性を備えることを特徴とする。

【0014】

第3の発明は、第1の発明の生体信号測定方法であって、前記信号増幅整形手段は、心拍信号および脈拍信号の主要帯域以外の信号レベルを低減させるバンドパスフィルタを備えることを特徴とする。

【0015】

第4の発明は、第1の発明の生体信号測定方法であって、前記無侵襲センサの大きさが所定範囲を超えている時間が一定時間以上になった場合、被験者による体動があると判定することを特徴とする。

【0016】

第5の発明は、就寝状態監視方法であって、横臥する被験者の生体信号を検出する無侵襲センサの出力信号を信号増幅整形手段により増幅するとともに生体信号以外のノイズを低減し、その信号を自動利得制御（A G C）手段により所定の

範囲の大きさに制御し、その際の制御回路における信号ゲインの値から得られるパラメータを前記信号の出力信号強度として算出し、その信号強度から在床／離床、生体信号低下及び停止、あるいは体動の発生など就寝状態の監視を行うことを特徴とする。

【0017】

第6の発明は、第5の発明の就寝状態監視方法であって、前記信号増幅整形手段は、心拍信号および脈拍信号の主要帯域以外の信号レベルを低減させる増幅特性を備えることを特徴とする。

【0018】

第7の発明は、第5の発明の就寝状態監視方法であって、前記信号増幅整形手段は、心拍信号および脈拍信号の主要帯域以外の信号レベルを低減させるバンドパスフィルタを備えることを特徴とする。

【0019】

第8の発明は、就寝状態監視装置であって、横臥する被験者の生体信号および体動を検出する無侵襲センサと、無侵襲センサの出力信号から生体信号以外のノイズを低減する信号増幅整形手段と、被験者の離床を確認する離床センサと、前記無侵襲センサの出力信号から前記環境フィルタを介して環境ノイズを除去した信号を自動利得制御（AGC）手段により所定の範囲の大きさに制御し、その際の制御回路における信号ゲインの値から得られるパラメータを前記信号の出力信号強度として算出する信号強度演算手段と、前記複数の強度信号あるいは前記複数の強度信号から算出されるパラメータを用いて在床／離床、生体信号低下及び停止などを判定する就寝状態判定手段とを備えることを特徴とする。

【0020】

第9の発明は、第8の発明の就寝状態監視装置であって、前記信号増幅整形手段は、心拍信号および脈拍信号の主要帯域以外の信号レベルを低減させる増幅特性を備えることを特徴とする請求項8に記載の就寝状態監視装置。

【0021】

第10の発明は、第8の発明の就寝状態監視装置であって、前記信号増幅整形手段は、心拍信号および脈拍信号の主要帯域以外の信号レベルを低減させるバン

ドパスフィルタを備えることを特徴とする。

【0022】

第11の発明は、第8の発明の就寝状態監視装置であって、さらに前記無侵襲センサの出力から体動を検出する体動検出手段を備え、前記就寝状態判定手段において前記体動検出手段の出力を用いて体動の発生を監視することを特徴とする。

【0023】

第12の発明は、第11の発明の就寝状態監視装置であって、前記体動検出手段は、無侵襲センサの出力の大きさが所定範囲を超えている時間が一定時間以上になった場合、被験者による体動があると判定することを特徴とする。

【0024】

第13の発明は、第8の発明の就寝状態監視装置であって、前記無侵襲センサは、微小な圧力を検出するコンデンサマイクروفोनと、これに接続された中空で弾性のあるチューブまたは中空部の径より細い芯線を装填した中空で弾性のあるチューブから成ることを特徴とする。

【0025】

第14の発明は、第8の発明の就寝状態監視装置であって、前記離床センサは荷重を検出するセンサであることを特徴とする。

【0026】

第15の発明は、第8の発明の就寝状態監視装置であって、前記離床センサは赤外線センサであることを特徴とする。

【0027】

【発明の実施の形態】

本発明の実施の形態を、図をもって詳細に説明する。

図1は本発明の実施の形態にかかる無侵襲で生体信号を検出し、生体信号の強度を演算し、その出力でもって生体信号の有無および在床／離床のなどの就寝状態の判定を行う流れを示すブロック図である。なお、図1(b)は図1(a)の矢印方向から見た一部断面図である。

【0028】

無侵襲センサ 1 は微差圧センサ 1 a と圧力検出チューブ 1 b とから成り、寝台 8 上に配置される。図 1 に示すように圧力検出チューブ 1 b は数回折り返すことによって圧力を検出することが可能な寝具上の範囲を広くとるようにしている。

【0029】

図 1 に示すように圧力検出チューブ 1 b は寝台 8 上に敷かれた硬質シート 9 の上に配置され、その上に弾性を有するクッションシート 10 が敷かれており、さらにその上には、図では示さないが被験者が横臥するためのふとん等の寝具が敷かれる。なお、圧力検出チューブ 1 b は、クッションシート 8 などに組み込んだ構成にすることにより、圧力検出チューブ 1 b の位置を安定させる構造としてもよい。

【0030】

微差圧センサ 1 a は、微小な圧力の変動を検出するセンサであり、本実施例では、低周波用のコンデンサマイクロホンタイプを使用するが、これに限るものではなく、適切な分解能とダイナミックレンジを有するものであればよい。

【0031】

本実施例で使用した低周波用のコンデンサマイクロフォンは、一般の音響用マイクロフォンが低周波領域に対して配慮されていないのに引き替え、受圧面の後方にチャンバーを設けることによって低周波領域の特性を大幅に向上させたものであり、圧力検出チューブ 1 b 内の微小圧力変動を検出するのに好適なものである。また、微小な差圧を計測するのに優れており、0.2 Pa の分解能と約 50 Pa のダイナミックレンジを有し、通常使用されるセラミックを利用した微差圧センサと比較して数倍の性能を持つものであり、生体信号が体表面に通して圧力検出チューブ 1 b に加えた微小な圧力を検出するのに好適なものである。また周波数特性は 0.1 Hz ~ 30 Hz の間でほぼ平坦な出力値を示し、心拍および呼吸数等の微少な生体信号を検出するのに適している。

【0032】

無侵襲センサ 1 の圧力検出部となる圧力検出チューブ 1 b は、生体信号の圧力変動範囲に対応して内部の圧力が変動するように適度の弾力を有するものを使用する。また圧力変化を適切な応答速度で微差圧センサ 1 a に伝達するためにチュ

ープの中空部の容積を適切に選ぶ必要がある。圧力検出チューブ 1 b が適度な弾性と中空部容積を同時に満足できない場合には、圧力検出チューブ 1 b の中空部に適切な太さの芯線をチューブ長さ全体にわたって装填し、中空部の容積を適切にとることができる。また、圧力検出チューブ 1 b に適切な太さの芯線を装填することにより、チューブが完全に潰れて微差圧センサ 1 a に圧力変化を伝達することができなくなる不具合を防ぐことができる。

【0033】

離床センサ 1 1 は、被験者が寝台 8 に離床しているかの確認を補助するセンサであり、図 1 ではテープスイッチを寝台 8 の全幅にわたって配置した例を示している。このテープスイッチ上に被験者の身体がかかった場合には、テープスイッチがオンになり、無負荷の場合にはオフになるように設定されている。

【0034】

図 2 は、離床センサ 1 1 に赤外線センサを用いた例を示しており、発光部 1 1 a からでた赤外線は受光部 1 1 b で受光するように配置することにより、被験者が寝台横臥した場合には赤外線センサがオン、被験者がいない場合にはオフになるように設定されている。

【0035】

図 3 は信号増幅整形部 2 の詳細を示すブロック図である。信号増幅整形部 2 は、無侵襲センサ 1 の出力信号を増幅するとともに、生体信号以外のノイズ分を低減させる機能を有する。図 3 に示すように信号増幅回路 2 1 とバンドパスフィルタ 2 2 とから構成し、信号増幅回路 2 1 で無侵襲センサ 1 の信号を増幅し、バンドパスフィルタ 2 2 で生体信号の強度測定に必要となる周波数の信号のみ通過させる。本実施例では、約 7 Hz から約 30 Hz を通過させて、それ以外の帯域の信号レベルを低減させるように設定している。

【0036】

被験者に起因する信号としては、心拍信号、脈拍信号および呼吸信号および寝返りなどの体動による信号があり、心拍信号は 10 ～ 20 Hz、脈拍信号は 0.8 ～ 1.5 Hz、呼吸信号は 0.2 ～ 0.4 Hz の帯域に現われる。一方被験者に起因しないノイズには、風などによる 1 Hz 付近の信号、蛍光灯から出る 50

～60Hzの信号、音声による300Hz以上の信号および工事や工場から出る20～300Hzの低周波騒音などがある。

【0037】

ここで、信号増幅整形部2で通過させる帯域を本実施例のように7～30Hzと設定すれば、被験者に起因しないノイズはほとんど低減することが可能となり、心拍信号および脈拍信号が自動利得制御部3に送られる。呼吸信号がカットされることになるが、呼吸は無呼吸の時間が発生するなど連続しないことがあり、呼吸信号が含まれていなくても、生体信号の有無を確認することは可能であり、生体信号の強度の測定に際して不都合はない。

【0038】

信号増幅整形部2において、信号増幅回路21に生体信号の主要な周波数帯のみ増幅し、それ以外のノイズに当たる周波数帯を低減させるように増幅回路の特性を設定してあれば、バンドパスフィルタ22を除いた構成としてもよい。また、信号増幅回路21に主要な周波数帯を主として通過させるようにした上で、バンドパスフィルタ22を備えてさらにノイズ分を低減させる構成としてもよい。

【0039】

自動利得制御部3では、信号制御整形部2の出力を所定の信号レベルの範囲に入るように自動的にゲイン制御を行ういわゆるAGC回路であり、この際のゲインの値を信号強度演算部4に出力する。本実施例のゲイン制御は、図6に示すような信号のピーク値が上限閾値を超えた場合に出力信号の振幅が小さくなるようにゲインを設定し、ピーク値が下限閾値を下回った場合に振幅が大きくなるようにゲインを設定する。また、所定の信号レベル制御されたそれぞれの出力信号は、就寝状態判定制御部6に送られる。

【0040】

信号強度演算部4では、自動利得制御部3において無侵襲センサ1および環境ノイズセンサ2の出力に施したゲイン制御の係数から演算して信号の強度を演算する。上述のAGC回路から得られるゲインの値は信号の大きさが大なるときには小さく、また信号の大きさが小なるときは大きく設定されるために、ゲインの値を用いて信号強度を示すには、ゲインの値と反比例するように信号強度を示す

関数を設定するようにするのがよい。

【0041】

一方、無侵襲センサ1の出力値が自動利得制御の上限を超えることが所定時間内に継続して起こる場合には、寝返りなどの体動があったと考えられる。体動検出演算部5では、無侵襲センサの出力が上限を超える時間を監視することにより、体動を検出する。

【0042】

就寝状態判定制御部6は、信号強度演算部4、体動検出演算部6および離床検出センサの出力から生体信号の有無ならびに被験者の在床／離床の判定を行う判定部である。

【0043】

次に生体信号の強度を測定する方法ならびに生体信号の有無並びに在床／離床の判別を行う方法について説明する。

【0044】

本発明の実施の形態では、被験者が横臥している状態でその身体の下に配置されている圧力検知チューブ1bの圧力変化を検知することにより、生体信号を検出している。そのために寝具に伝わる被験者に起因しない振動、例えば室内を流れる風の影響や室内の被験者以外の会話や歩行などによる振動あるいは室外の交通や工事もしくは工場などから出る振動などがあると、その振動が圧力検知チューブ1bに重畳される結果となり、正確な生体信号の強度を検出することができないという問題がある。

【0045】

そこで、本発明の生体信号測定方法では、生体信号を検出する無侵襲センサ1の出力信号から被験者以外に起因する振動を信号増幅整形部2において低減させることにより、正確な生体信号の強度を生体信号強度演算部4において演算しており、本実施例では信号増幅整形部2において約7Hzから約30Hzまでの帯域以外の信号を低減させるように設定されている。しかし、この設定する帯域はこれに限るものではなく、最終的に生体信号強度が測定可能であれば、その限界の値を変更しても差し支えない。

【0046】

生体信号強度演算部4で演算された強度信号から、生体信号強度Fの値は、次の(A)式で求められる。

$$F = A_a - A_{a0} \quad (A)$$

生体信号強度Fの値は、F(100)を最大とし、F(50)であれば、F(100)の50%の強度であることを示すものとする。ここでA_aは無侵襲センサ1の信号強度の一定時間の移動平均である。また、A_{a0}は無負荷時の無侵襲センサ1の信号強度の1秒間の移動平均であり、初期設定時および被験者が離床している際に適宜測定し、最新の値を使用する。

【0047】

図4は、就寝状態判定制御部7における生体信号の有無の判定手順を示すフロー図である。開始直後は生体信号「無し」と設定しておき、A_a、A_{a0}のデータを取込み、生体信号強度を式(A)により演算する。生体信号強度Fが、F(30)より大であるならば生体信号「有り」と判定する。F(30)以下の場合には、生体信号が無いと判定する。

【0048】

生体信号強度Fが、F(30)より大で生体信号「有り」と判定されたならば、再びA_a、A_{a0}のデータを取込み、生体信号強度を式(A)により演算し、F(20)より小さければ生体信号「無し」と判定し、同じ工程を繰り返す。

【0049】

本実施例では、生体信号の有無に判定に、生体強度Fの値をF(30)を閾値として用いているが、年齢差、個人差あるいは体調に応じてこの閾値を変更することができる。

【0050】

図5は在床から離床への変化、あるいは生体信号の有無および在床／離床の変化を判定するためのフロー図である。即ち被験者が寝具上にいるか、それとも寝具から離れているか、あるいは、寝具上にいる場合であれば生体信号の停止などの異常を監視するものである。

【0051】

判定開始直後は「離床」と設定しておき、 Aa 、 Aao のデータを取込み、生体信号強度 F を式(A)により演算する。離床センサ11として用いられているテープスイッチがオンであって、さらに生体信号強度 F の値が $F(30)$ より大であれば、被験者が寝具8に在床していて、なおかつ生体信号が検出されることが確認される。即ち「在床」と判定される。

【0052】

上述のように在床が確認されたならば、再び Aa 、 Aao のデータを取込み、生体信号強度 F を式(A)により演算する。

【0053】

生体信号強度 F の値が $F(20)$ より小であれば、離床センサ11の出力を確認する。離床センサ11の出力がオフであれば、所定の重みが寝具にはかかっておらず、被験者は離床したと判定し、フロー図の先頭に戻る。一方、離床センサ11の出力がオンであると、被験者が在床しているにもかかわらず生体信号強度 F の値が $F(20)$ より小さいという低いレベルであり、生体信号の停止と判定され、被験者に異常が発生したと判定される。その際には警報装置12によりアラームが発せられ、予め定められた人あるいは機関や部署などに通報される。

【0054】

図7は、本発明の生体信号強度測定方法および就寝状態判定方法を用いて実際に測定した出力のグラフである。ここで図7(a)は無侵襲センサ信号のAGC出力波形である。

【0055】

図6(b)は無侵襲センサ1の信号強度を信号強度演算部4で求めた信号強度 Aa のグラフであり、最大値が1となるように正規化されている。また、図6(c)は無負荷時の生体信号強度 Aao を差し引いた信号を示すグラフである。

【0056】

図6(d)は、図4のフロー図にしたがって判定を行った結果を示す生体信号有無判定である。「1」であれば生体信号があると判定されている。さらに、離床センサ11の出力を合わせることで、図5のフロー図にしたがって被験者の離床および在床の判定ならびに被験者の異常を監視することができる。

【0057】

以上で説明したように、本発明によれば在床／離床、生体信号の強度および寝返りなどの体動の有無を無侵襲に監視することができるので、被験者の生体信号の停止などの異常の検出は言うまでもなく、上記の被験者の情報を継続的に記録することにより被験者の寝返りなどを含んだ就寝パターンや在床／離床などの生活パターンを知ることとなり、被験者の生活状態を確認することも可能となる。また、これらの情報を遠隔地にいる近親者や主治医などに送信することにより、健康管理の一助とすることも可能である。

【0058】

【発明の効果】

本発明の生体信号強度測定方法によれば、生体信号の検出手段として被験者に無侵襲センサを用いているため、通常の生活をする際に何らの身体的負担をかけることが無く、抵抗無く使用できるとともに、被験者に起因しない環境ノイズを低減する手段を供えるために、正確な生体信号の強度測定を実現している。

【0059】

また、この生体信号強度測定方法を用いる就寝状態判定方法および就寝状態判定装置では、被験者の寝具からの離床および寝具上に在床していること、および被験者の健康上の以上を監視し、看護人や家族に通報することができる。

【0060】

その結果、高齢者を被験者とすれば、異常があった際に同居している家族に、直ちに通報されるために、高齢者の様子を頻繁に見に行く必要がなく、また、在床しているか否かの情報も得ることができる。さらに同居人のいない独居高齢者の場合には、遠隔地に情報を送るようにすれば、遠隔地において監視することも可能である。

【0061】

また、本発明を病院や老人ホーム等の施設で用いれば、看護師や看護人の負担の軽減あるいは、巡回の労力を軽減する効果をもつ。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の実施の形態にかかる無侵襲で生体信号を検出し、この検出信号

を用いて生体信号を検出する流れを示すブロック図である。

【図 2】 離床センサの別な実施例を示す平面図である。

【図 3】 信号増幅整形部の詳細を示すブロック図である。

【図 4】 生体信号の有無を判定する手順を示すフロー図である。

【図 5】 在床状態および離床状態を判定する手順を示すフロー図である。

【図 6】 A G C 回路におけるゲインの設定方法を説明する説明図である。

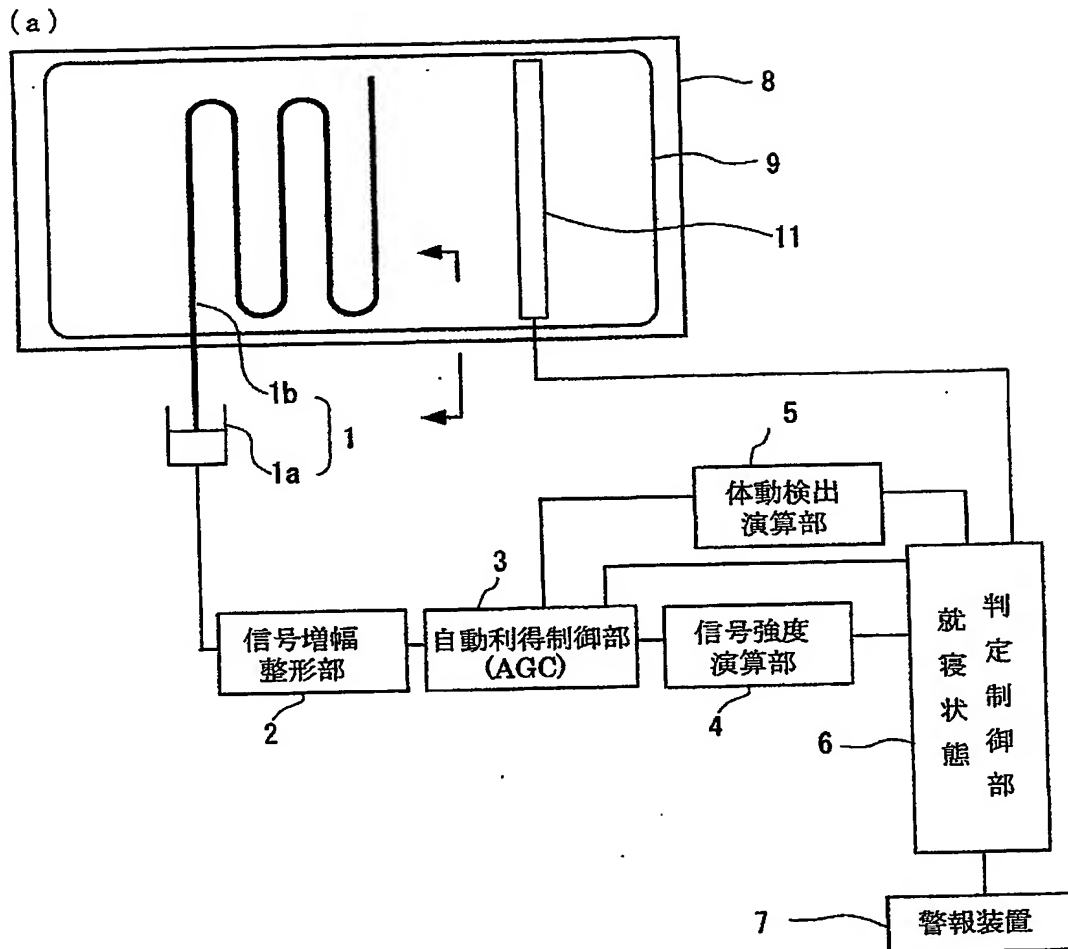
【図 7】 本発明の実施例により実際に出力したグラフである。

【符号の説明】

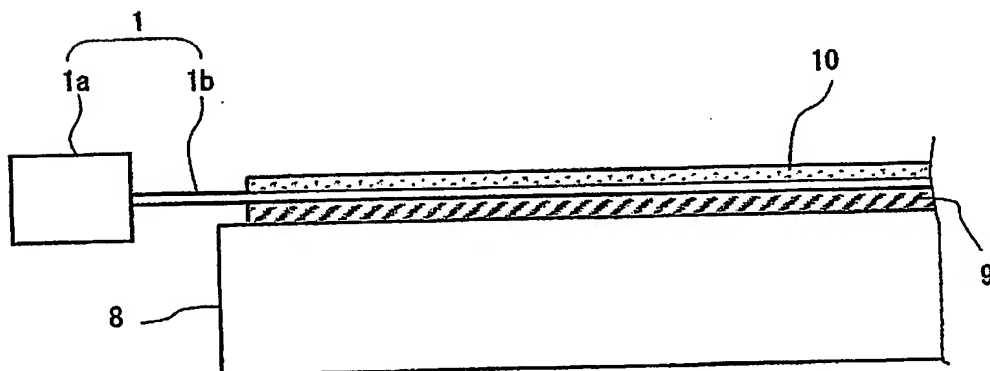
- 1 無侵襲センサ (圧力検出手段)
 - 1 a 微差圧センサ
 - 1 b 圧力検出手段
- 2 信号増幅整形部
- 3 自動利得制御部 (A G C)
- 4 信号強度演算部
- 5 体動検出演算部
- 6 就寝状態判定制御部
- 7 警報装置
- 8 寝台
- 9 硬質シート
- 10 クッションシート
- 11 離床センサ (テープセンサ)
 - 11 a 離床センサ (赤外線センサ発光部)
 - 11 b 離床センサ (赤外線センサ受光部)
- 21 信号増幅回路
- 22 バンドパスフィルタ

【書類名】 図面

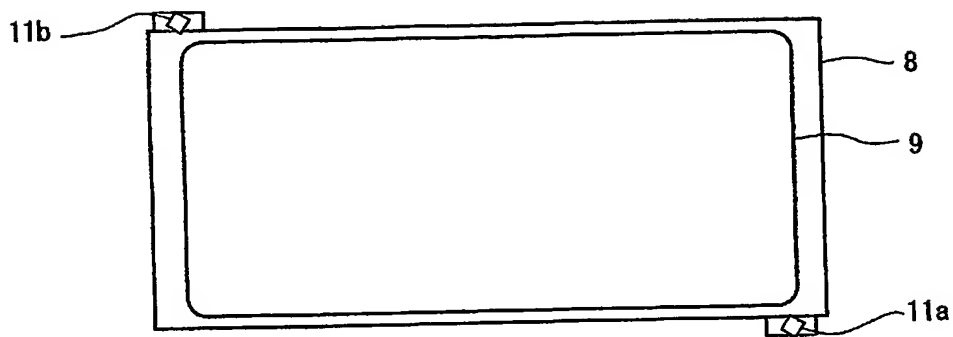
【図 1】



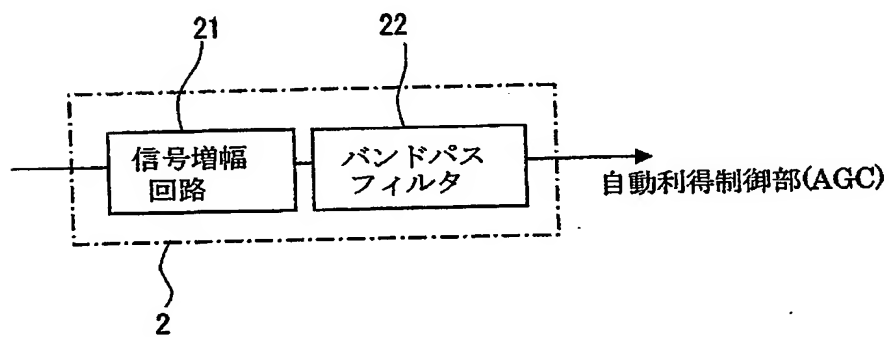
(b)



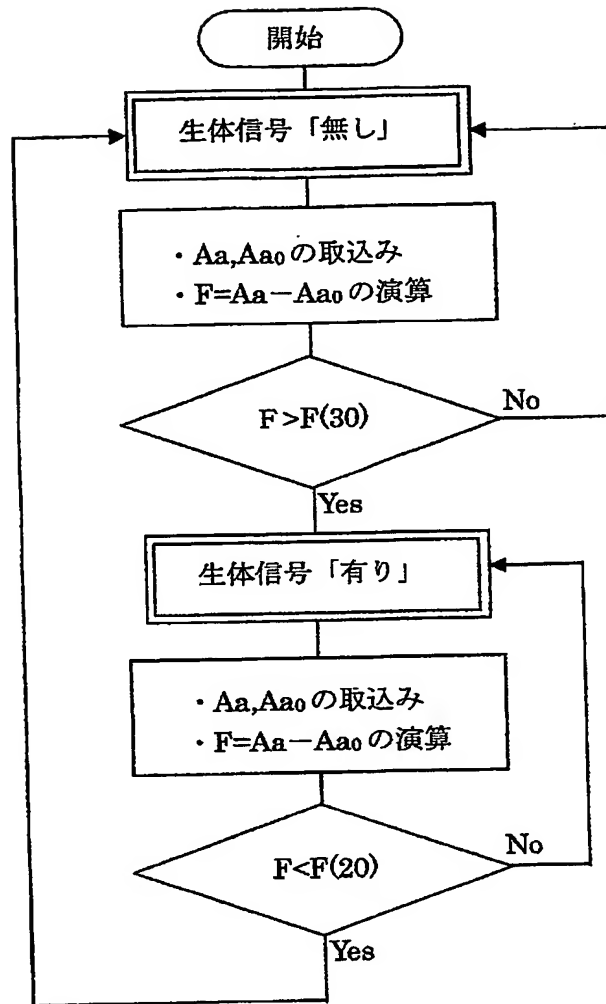
【図 2】



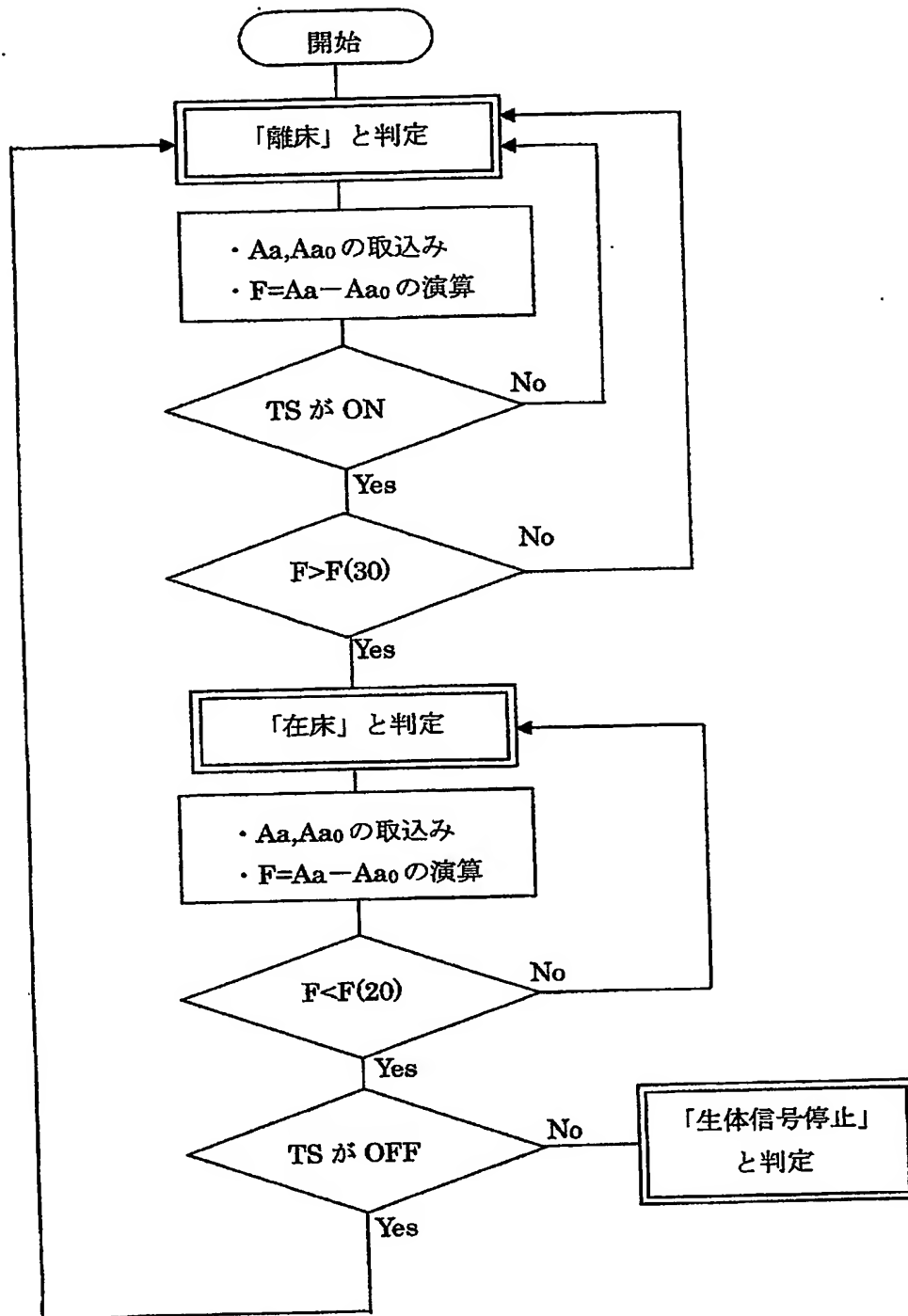
【図 3】



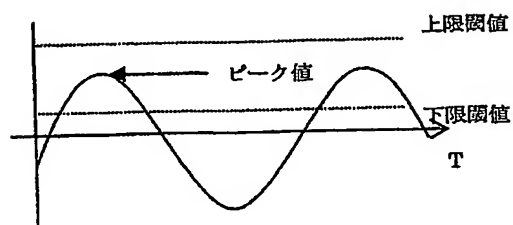
【図 4】



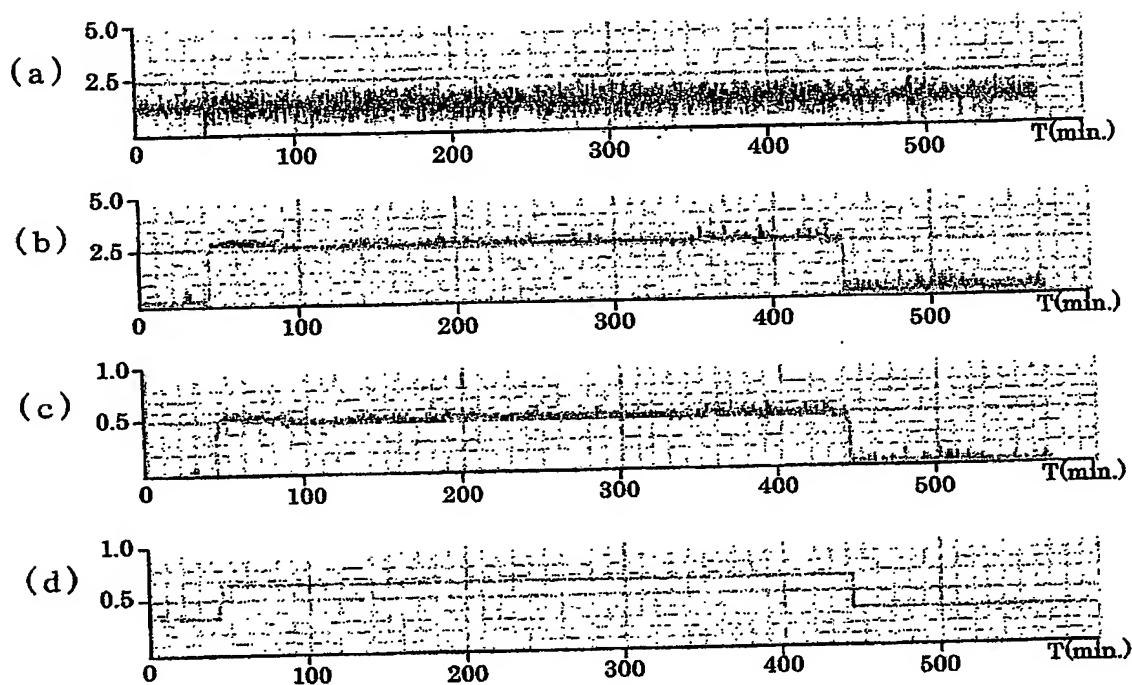
【図 5】



【図 6】



【図 7】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】

高齢者あるいは介護を要する人もしくは入院患者などに対して、同居する家族や看護人あるいは病院施設等の看護師が高齢者あるいは患者の健康状態に気を配りつつ介護もしくは看護を行っているが、健康状態を監視するために常に付き添っていることは困難である。

患者に異常が発生した場合に、患者自身がベッドに備え付けられているブザーで連絡するのが唯一の方法であり、患者自身がブザーを用いて連絡することができないような状態に陥った場合には、役に立たない。また、独居高齢者の場合には付き添う人もなく、健康状態を把握することは不可能である。

【解決手段】

横臥する被験者の生体信号を検出する無侵襲センサの出力信号を、信号増幅整形手段により増幅するとともに生体信号以外のノイズ分を低減し、その信号を自動利得制御（A G C）手段により所定の範囲の大きさに制御し、その際の制御回路における信号ゲインの値から得られるパラメータを前記信号の出力信号強度として出力して生体信号強度を算出することを特徴とする生体信号強度測定方法。

生体信号増幅整形手段は、心拍信号および脈拍信号の主要帯域以外の信号レベルを低減させる増幅特性を備えることを特徴とする生体信号強度測定方法である。また 生体信号増幅整形手段は、心拍信号および脈拍信号の主要帯域以外の信号レベルを低減させるバンドパスフィルタを備えることを特徴とする生体信号強度測定方法である。

就寝状態監視方法は横臥する被験者の生体信号を検出する無侵襲センサの出力信号を信号増幅整形手段により増幅するとともに生体信号以外のノイズを低減し、その信号を自動利得制御（A G C）手段により所定の範囲の大きさに制御し、その際の制御回路における信号ゲインの値から得られるパラメータを前記信号の出力信号強度として算出し、その信号強度から在床／離床、生体信号低下及び停止、あるいは体動の発生など就寝状態の監視を行うことを特徴とする。

【選択図】 図 1

【書類名】 出願人名義変更届

【提出日】 平成15年 6月25日

【あて先】 特許庁長官 殿

【事件の表示】

【出願番号】 特願2002-358712

【承継人】

【識別番号】 502022922

【住所又は居所】 東京都千代田区神田神保町 1 丁目 8 番地漢陽商事ビル 3
0 3 号

【氏名又は名称】 株式会社シービーシステム開発

【代表者】 根本 新

【提出物件の目録】

【物件名】 権利の承継を証明する書面 1

(A)10301180058



譲渡証書

平成15年6月25日

譲受人

住所(居所): 〒101-0051

東京都千代田区神田神保町1丁目8番地漢陽商事ビル303号

氏名(名称): 株式会社シービーシステム開発

(代表者): 代表取締役 根本 新 殿

譲渡人: 根本 新

住所(居所): 〒277-0863 千葉県柏市豊四季703番地の28

氏名(名称): 根本 新

(代表者)



下記の発明に関する特許を受ける権利を貴殿に譲渡したことに相違ありません。

記

以上

特許出願の番号 特願平 2002-358712

発明の名称 生体信号強度測定方法、並びに就寝状態判定方法及び就寝状態監視装置

認定・付加情報

特許出願の番号	特願 2002-358712
受付番号	10301180058
書類名	出願人名義変更届
担当官	金井 邦仁 3072
作成日	平成15年 9月19日

<認定情報・付加情報>

【提出された物件の記事】

【提出物件名】 権利の承継を証明する書面 1

特願 2 0 0 2 - 3 5 8 7 1 2

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[5 9 7 1 0 9 0 7 0]

1. 変更年月日

1 9 9 7 年 6 月 2 7 日

[変更理由]

新規登録

住 所

千葉県柏市豊四季703番地の28

氏 名

根本 新

特願 2002-358712

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[502022922]

1. 変更年月日 2001年12月10日
 [変更理由] 新規登録
 住 所 東京都千代田区神田神保町2-23 尚美堂ビル701
 氏 名 株式会社シービーシステム開発

2. 変更年月日 2002年 8月 8日
 [変更理由] 住所変更
 住 所 東京都千代田区神田神保町1丁目8番地 漢陽商事ビル303
 号
 氏 名 株式会社シービーシステム開発